

*Laqua, Daniel; Just, Thomas; Hampl, Stefan; Cimalla, Volker; Bludau, Oliver; Husar, Peter; Hoffmann, Martin:*

**Konzeption eines implantierbaren RF-Transmitters mit autarker Energieversorgung zum intraokularen Druckmonitoring**

**DOI:** [10.22032/dbt.40022](https://doi.org/10.22032/dbt.40022)

**URN:** [urn:nbn:de:gbv:ilm1-2019210170](https://nbn-resolving.org/urn:nbn:de:gbv:ilm1-2019210170)

*Zuerst erschienen in:* Biomedizinische Technik = Biomedical Engineering. - Berlin [u.a.] : de Gruyter. - 55 (2010), Suppl. 1, I, p. 137-140.

*Erstveröffentlichung:* 2010-10-26

*ISSN (online):* 1862-278X

*ISSN (print):* 0013-5585

*DOI (Sammlung):* [10.1515/BMT.2010.709](https://doi.org/10.1515/BMT.2010.709)

[ *DOI:* [10.1515/BMT.2010.624](https://doi.org/10.1515/BMT.2010.624) ]

[*Zuletzt gesehen:* 2019-08-19]

*„Im Rahmen der hochschulweiten Open-Access-Strategie für die Zweitveröffentlichung identifiziert durch die Universitätsbibliothek Ilmenau.“*

*“Within the academic Open Access Strategy identified for deposition by Ilmenau University Library.”*

*„Dieser Beitrag ist mit Zustimmung des Rechteinhabers aufgrund einer (DFG-geförderten) Allianz- bzw. Nationallizenz frei zugänglich.“*

*„This publication is with permission of the rights owner freely accessible due to an Alliance licence and a national licence (funded by the DFG, German Research Foundation) respectively.“*



# Konzeption eines implantierbaren RF-Transmitters mit autarker Energieversorgung zum intraokularen Druckmonitoring

## Conception of an implantable RF-transmitter with self-sufficient power supply for intraocular pressure monitoring

Daniel Laqua<sup>1</sup>, Thomas Just<sup>1</sup>, Stefan Hampf<sup>2</sup>, Volker Cimalla<sup>3</sup>, Oliver Bludau<sup>3</sup>, Peter Husar<sup>1</sup>, Martin Hoffmann<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Technische Universität Ilmenau, IMN MacroNano<sup>®</sup>, Fachgebiet Biosignalverarbeitung, Ilmenau, Deutschland

<sup>2</sup>Technische Universität Ilmenau, IMN MacroNano<sup>®</sup>, Fachgebiet Mikromechanische Systeme, Ilmenau, Deutschland

<sup>3</sup>Fraunhofer-Institut für Angewandte Festkörperphysik (IAF), Freiburg, Deutschland

daniel.laqua@tu-ilmenau.de

### Kurzfassung

Für die Glaukomfrühdagnostik sollte der intraokulare Druck (IOP) bei Risikogruppen regelmäßig erfasst werden. Es soll ein intraokularer Mikrodrucksensor konzipiert werden, welcher eine periodische Aufzeichnung ermöglicht. Insbesondere bei Organen wie dem Auge ist die Implantatgröße stark limitiert. Mit Verzicht auf eine perkutane Verbindung durch einen Sensor mit RF-Transmitter (Frequenzmodulation) kann das Infektionsrisiko deutlich verringert werden. Vorbereitende Untersuchungen an repräsentativen Gewebetypen gaben Aufschluss über das Dämpfungsverhalten für die RF-Strecke. Neben der Signalübertragung stellt auch die autonome Energiegewinnung und Energiespeicherung zur dauerhaften Versorgung des Implantats eine der Hauptaufgaben dar. Auf Basis mikromechanischer Resonatorstrukturen (Biegeumformer) sollen Mikrogeneratoren entwickelt werden, mit denen im menschlichen Körper vorhandene mechanische Energie (Vibrationen) in elektrische Energie umgesetzt werden kann. Für die Energiewandlung wurden piezoelektive (c-Achsen orientierte) Aluminiumnitrid (AlN)-Dünnschichten ( $d = 200 \text{ nm}$ ) in einem RF-Magnetron Sputterprozess abgeschieden und mittels Röntgen-Diffraktometrie charakterisiert. Zudem erfolgte eine Untersuchung der Resonanzfrequenzen von Mikrostrukturen. Die Anwendung piezoelektrischer AlN-Cantilever für das „Energy Harvesting“ zeigte dabei vielversprechende Ergebnisse.

### Abstract

For the early diagnosis of glaucoma the intraocular pressure (IOP) should be measured periodically. In this project a micro sensor should be designed, which provides the ability of a periodically recording of the IOP. For some organs, like the eye, the limiting factor for implants is the size. With RF-transmission the percutaneous connection is unnecessary and the risk of an infection is reduced. Previously analysis with representative tissue samples provided information about the RF transmission. Further the autonomic energy harvesting and energy storage for the continuous energy supply of the implant is one of the main tasks of this project. Microgenerators based on micromechanical resonator structures with an AlN thin film were developed to convert the existing mechanical energy in the human body (vibrations) in electrical energy. For the energy conversion, piezoelectric (c-axis oriented) AlN thin films ( $d = 200 \text{ nm}$ ) were deposited by a RF-magnetron sputter process. The crystal orientation was characterised by X-Ray diffractometry measurements. An optical measurement of the piezoelectric modulus ( $d_{33}$ ) of the thin films was performed with laser scanning Doppler vibrometry. To study the energy conversion, the cantilevers were externally excited by a PZT stack actuator. Apart from that, a characterisation of the resonance modes of the microstructures was performed. The results of measurement showed the applicability of piezoelectric AlN-cantilevers for energy harvesting.

## 1 Einleitung

Das Auge zählt für den Menschen mit zu den wichtigsten Sinnesorganen zur Wahrnehmung der Umwelt. Für die Glaukomfrühdagnostik sollte der intraokulare Druck (IOP) bei Risikogruppen regelmäßig überprüft werden. Bei stationären Patienten in den Augenkliniken wird der IOP einige Male am Tag gemessen, in der ambulanten Medizin lediglich einmal im Quartal. Nachts erfolgen

keine Messungen. Durch intraindividuelle Schwankungen von bis zu 30% [6] wächst der Bedarf nach Messverfahren, welche periodische Messungen ermöglichen, um statistisch aussagekräftige Datensätze für eine höhere Diagnosesicherheit zu gewinnen.

Für sehr genaue und weitestgehend störungsfreie Messungen bieten sich in-vivo-Sensoren mit einer ex-vivo-Verarbeitung an. Diese bedeuten bisher meist eine perkutane Verbindung, die durch einen Sensor mit RF-Transmitter eingespart werden kann und das Infekti-

onsrisiko dadurch deutlich verringert. Neben der Übertragung stellt auch die autonome Energiegewinnung und Energiespeicherung zur dauerhaften Versorgung des Implantats eine zu bewältigende Herausforderung dar.

Die intrakorporalen Biosignale, müssen mit minimalem Energieaufwand vom implantierten RF-Transmitter an einen extrakorporalen Empfänger zur Verarbeitung gesendet werden. Ein Ziel dieses Projektes ist es, einen weitestgehend störunanfälligen Übertragungskanal mit geringer Dämpfung zu bestimmen, der es ermöglicht, ein Signal durch diverse Gewebeschichten hindurch zu senden. Hierfür werden verschiedene Verfahren zur Bestimmung der dielektrischen Parameter biologischen Gewebes angewandt. Der Aufbau eines makroskopischen Funktionsmodells, um Messungen am lebenden Organismus (Tierexperiment) durchzuführen, soll dabei modellhaft für einen späteren implantierfähigen Mikrotransmitter stehen. Zur Gewinnung von Energie werden mehrere Lösungsansätze genauer beleuchtet und mit Hilfe von Simulationen ein möglichst effizientes System ausgewählt. Des Weiteren erfordert die diskontinuierliche Signalübertragung eine Energiespeicherung bis zum jeweiligen Transmissionsvorgang.

## 2 Bestimmung der Permittivität von biologischem Gewebe

Der qualitative Verlauf des Realteils aller erfassten Messwerte im Frequenzspektrum zeigt einen mit zunehmender Frequenz abnehmenden Trend. Dies entspricht auch dem, was in der Literatur berichtet wird [1]. Als Ursache lässt in diesem Frequenzbereich die in der Literatur erwähnte  $\beta$ -Dispersion heranziehen [2], welche durch die polarisierten Zellmembranen und deren Dipolorientierung entsteht.

Die vermessenen Gewebeproben (Blut, Herzmuskulatur, Skelettmuskulatur, Haut, Fettgewebe) stammen vom Schwein, im Vergleich zur Literatur [1][3][4], in der überwiegend Gewebeproben vom Schaf vermessen wurden. Bis zum Zeitpunkt der Messung erfolgte eine gekühlte Lagerung über 10°C. Der Frequenzverlauf der Permittivität von Blut, Herzmuskulatur und Skelettmuskulatur stimmen mit denen aus der Literatur überein. Manche Gewebeproben zeigen auffällige interindividuelle Abweichungen in ihrem Verlauf. Die ermittelte Permittivität von Knochengewebe unterscheidet sich signifikant von den Referenzwerten. Gründe hierfür sind die Struktur der verwendeten Knochen, deren Dichte und mögliche Lufteinschlüsse. Eine weitere mögliche Störungsquelle kann die nicht plan aufgesetzte Koaxialsonde („Koaxialmethode“ [5]) sein. Bei einem unbehandelten Knochen ist es nahezu unvermeidbar, dass sich Luft zwischen Sonde und Gewebe befindet und die Permittivität beeinflusst. Auffällige intra- und interindividuelle Unterschiede zeigt Fettgewebe, je nach Wasser- und Lipidanteil. Vergleiche sind auf Grund der auftretenden Schwankungen nur qualitativ sinnvoll.

Die folgende Übersicht beschreibt die Berechnung der Dämpfung  $\alpha$  mit Hilfe folgender Formeln:

$$(1.1) \quad \alpha = \frac{\omega \sqrt{\frac{\epsilon'}{2} (\sqrt{1 + (\tan^2(\delta) - 1)})}}{c}$$

$$(1.2) \quad \tan(\delta) = \frac{\epsilon''}{\epsilon'} = \frac{\sigma}{\omega \epsilon_0 \epsilon_r}$$

Bild 1 zeigt die berechneten Dämpfungswerte aus den Messwerten der Koaxialmessmethode im Bereich von 100 MHz bis 1 GHz. Deutlich ist der Unterschied zwischen dem Dämpfungsverhalten von Fett und dem restlichen vermessenem Gewebe zu erkennen. Die Dämpfungswerte bei 500 MHz betragen bei Fett 150 dB/m und bei Blut 580 dB/m.

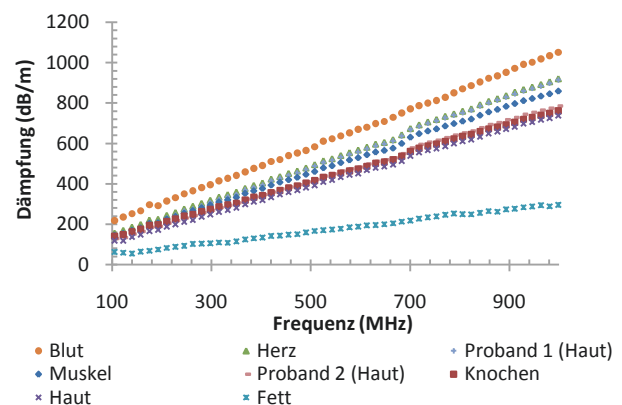


Bild 1 Messergebnisse der Koaxialsondenmethode

## 3 Konzept eines intrakorporalen RF-Transmitters

Für die Realisierung der Datenübertragung von intrakorporalen Sensoren wurde das Frequenzmodulationsverfahren gewählt, weil es im Vergleich zu den digitalen Übertragungsprotokollen einen verringerten Schaltungsaufwand beim Transmitter erfordert.

Für erste Tests wurde zunächst ein integrierter Schaltkreis (IC) verwendet (Bild 2 rechts). Dieser generiert die Trägerfrequenz und kommt mit einer minimalen externen Beschaltung aus. Das Eingangssignal wird dabei mit Hilfe des spannungsgesteuerten Oszillators (VCO) auf das Trägersignal aufmoduliert.

Der erste Transmitter basiert auf dem Referenzdesign des Evaluationkits für die Produktreihe des MAX260x. Eine Optimierung des Layouts reduzierte die Größe auf 11mm x 15mm. Für erste in-vivo-Messungen wurde eigens eine spezielle Kapsel im Rapid Prototyping angefertigt (Durchmesser ~16 mm, Länge ~35 mm) (Bild 2 links).



Bild 2 Kapsel (links) und Transmitter aus diskreten Bauelementen (rechts)

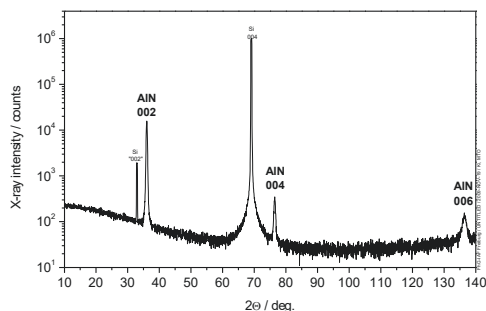
Im sich anschließenden tierexperimentellen Teil soll geklärt werden, ob drahtlose Biotelemetrie am lebenden Organismus mit extrem schwachen Sendeleistungen möglich ist und wie die experimentellen Ergebnisse von Gewebeproben auf lebende Organismen übertragen werden können. Allerdings handelt es sich in der Literatur [1] um präparierte Gewebeproben und ruhendes Blut. Lösungen, die mit Sendeleistungen im Mikrowattbereich auskommen müssen, um die Daten aus dem Körperinneren nach außen zu übertragen, sind bisher nicht bekannt.

## 4 Energieversorgung durch piezoelektrische Biege wandler

Die Mehrheit heutiger Wandler systeme im (bisher zu meist) mesoskopischen Bereich verwendet PZT (Blei-Zirkon-Titanat) als piezoelektrisches Funktionsmaterial. Aluminiumnitrid besitzt trotz kleinerer piezoelektrischer Konstanten einige entscheidende Vorteile: Ausgezeichnete chemische Stabilität, Biokompatibilität (bzgl. Muskel- und Nervenzellen) sowie die einfache Abscheidung durch RF-Magnetron-Sputtern. Aufgrund hervorragender mechanischer Eigenschaften (E-Modul  $\sim 310$  GPa) findet AlN Anwendung in verschiedenen Dünnschicht-Resonatorstrukturen ([7][9]).

### 4.1 Schichtwachstum und XRD-Analyse von AlN-Dünnschichten

Die AlN-Filme wurden auf 3" Si(001) Substraten abgeschieden. Die Abscheideparameter wurden optimiert für eine bestmögliche c-Achsen Orientierung der AlN-Wurtzitkristalle senkrecht zur Substratoberfläche.

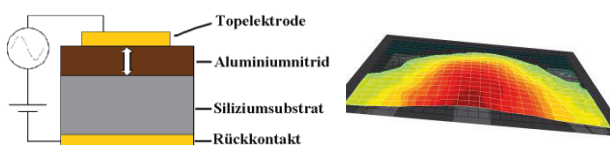


**Bild 3** XRD  $\theta/2\theta$ -Scan eines 200 nm dicken AlN Films

Die Analyse der Kristallorientierung erfolgte durch Röntgendiffraktometrie messungen (Bild 3).

### 4.2 Piezoelektrische Eigenschaftscharakterisierung planarer Strukturen

Für die Untersuchung der piezoelektrischen Eigenschaften wurden die Proben beidseitig metallisiert.



**Bild 4** links: Schematischer Probenaufbau / rechts: ausgelenkte Probe (mittlerer Elektrodenstreifen auf 10 V) Die Auslenkung der Oberfläche der Topelektrode (Bild 4) in z-Richtung kann mit dem Laser-Scanning Vibrometer gemessen werden und über

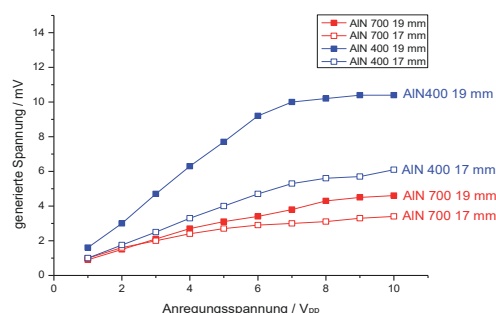
$$(1.2) \quad d_{33} = \frac{\epsilon_{33}}{E_3} = \frac{\delta/d_0}{U/d_0} = \frac{\delta}{U}$$

kann auf die piezoelektrische Verzerrungskonstante  $d_{33}$  der AlN-Schicht geschlossen werden. Dabei sind  $\epsilon_{33}$  die relative Dehnung in z-Richtung,  $d_0$  die Schichtdicke ohne angelegte Spannung und  $\delta$  die absolute Schichtdickenänderung. Es wurden  $d_{33}$ -Werte von 5-6 pm/V gemessen.

### 4.3 Makro- und mikroskopische AlN-Bimorph-Biege wandler

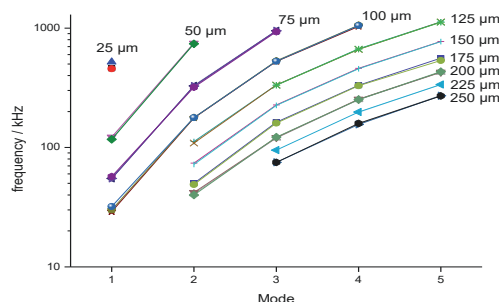
Zur Überprüfung der piezoelektrischen Energiewandlung wurden etwa 2 cm große Makrobalken hergestellt (AlN Schichtdicke 400 nm, bzw. 700 nm).

Bild 5 zeigt die im eingespannten Balken generierte elektrische Spannung bei Schwingungsanregung der Einspannstelle. Spannungen von einigen Millivolt sind noch zu klein, um sie für eine Energiespeicherung sinnvoll zu verwenden. Mikroskopische Biege wandler mit seismischen Massen zeigten innerhalb von FEM-Simulationen (Bild 7) aufgrund der höheren mechanischen Nachgiebigkeit und Dehnung deutlich größere Spannungen. Dennoch besteht die Notwendigkeit neuer Verschaltungskonzepte (z.B. Reihenschaltung).



**Bild 5** Spannungsgeneration in Resonanz (1 – 2 kHz) für unterschiedliche Schichtdicken und freie Schwinglängen

An AlN-Mikrostrukturen (Balkenlänge 25 – 250  $\mu\text{m}$ , Balkenbreite 2 – 12  $\mu\text{m}$ ) wurden weitere Vibrometrie-messungen durchgeführt (Bild 6).

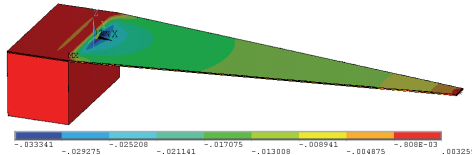


**Bild 6** Resonanzuntersuchung der AlN-Mikrocantilever



## 5 Modellierung und Entwurf geeigneter Harvester-Aufbauten

Die Bewegungscharakteristik des menschlichen Augapfels bildet die Auslegungsgrundlage für einen intraokularen Energiewandler. Sakkadenbewegungen erreichen (abhängig vom Sakkadenwinkel) Geschwindigkeiten von bis zu 800°/s. Stoßartige Beschleunigungs- und Abbremsphasen ermöglichen kurze Sakkadendauern (für 20° etwa 65 ms) sowie ein geringes Überspringen an der Zielposition (dynamic overshoot). Ein am Augennodus befestigter Sensor erfährt dabei Umfangsbeschleunigungen von bis zu 0,5 g.



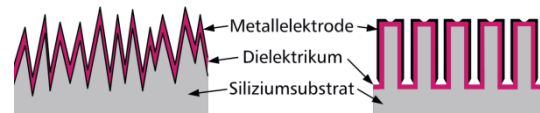
**Bild 7** Potentialverteilung einer AlN-Bimorph-Trapezunge (Darstellung in Volt, Spitze 1 µm ausgelenkt)

Im nicht-resonanten Ansatz wird ein möglichst ungedämpftes System durch einen stochastischen Beschleunigungsstoß ausgelenkt und schwingt in der 1. Eigenfrequenz nach. Im resonanten Ansatz kommt es zur Überhöhung der Schwingungsamplituden da Anregungs- und Eigenfrequenz des Wandlers (zumindest nahezu) übereinstimmen. Dieser Ansatz bietet höhere Ausgangsleistungen, scheint aber aufgrund der hohen Resonanzfrequenzen typischer Cantilever (240 Hz in [8], 10-100 kHz in 4.3) für Bewegungen des menschlichen Körpers mit  $f \ll 100$  Hz und nicht-harmonischer Anregung ungeeignet. Gefordert sind Mikrostrukturen mit niedriger Federrate und kleiner  $f_{\text{res}}$ , homogener Spannungsverteilung im AlN und dynamischer Schwingfestigkeit. Mögliche Ansätze reichen von parallelisierten Multilayer-Aufbauten (aktiv/aktiv-AlN-Bimorph) mit seismischer Masse bis zu Mehrmassenschwingern. Dazu wurden verschiedene statische, modale und transiente FEM-Simulationen (Bild 7), sowie analytische Modelle zur Identifizierung geeigneter piezoelektrischer Funktionsstrukturen erstellt. Eine abschließende Beurteilung steht jedoch noch aus.

## 6 Speicherkapazität

Die elektrische Charakterisierung zeigte, dass die AlN-Schichten ihre dielektrischen Eigenschaften auch bei Dicken bis 100 nm behalten. Insbesondere sind die Durchbruchfeldstärke und die dielektrische Konstante ( $\sim 10$ ) hoch genug, um Kapazitäten von einigen nF zu realisieren. Bisherige Versuche erfolgten ausschließlich auf planaren Substraten. Im weiteren Projektverlauf werden 3D-Strukturen mit stark vergrößerter effektiver Oberfläche beschichtet und charakterisiert (Bild 8).

Aussichtsreiche Ansätze stellen Black-Si (selbstmaskierender, modifizierter Trockenätzprozess) sowie lithographisch definierte Mikrostrukturen (Si-Tiefenätzen) dar.



**Bild 8** Speicherkapazitäten auf unterschiedlichen Si-Oberflächenmodifikationen

## 7 Ausblick

In einem geplanten Tierexperiment soll einem lebenden, narkotisierten Schwein die Sendekapsel (Bild 2) in den Ösophagus in Herznähe eingebracht werden. Im Raum mit einem Abstand von bis zu einem Meter um das Schwein herum wird die Signalintensität mit einem kalibrierten Messempfänger erfasst. Primär gilt es zu ermitteln in welchem Abstand vom Körper ein verwertbares Signal vorhanden ist sowie seine räumliche Verteilung. Diese räumlich verteilte Signalerfassung wird für fünf verschiedene Frequenzen durchgeführt. Die Frequenzen werden entsprechend den telemetrischen Vorgaben sowie den bekannten biologischen Eigenschaften ausgewählt (von 50 MHz bis 1 GHz). Weiterhin wurde eine Schaltung entwickelt, welche auf den IC verzichtet und aus diskreten Bauelementen besteht. Somit bietet sich die Möglichkeit durch Übertragung der Schaltung in CMOS-Technologie den angestrebten Mikrotransmitter zu realisieren.

## 8 Literatur

- [1] Gabriel, C.; Gabriel, S.; Corthout, E.: The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey, King's College, London WC2R 2LS, UK, 0031-9155/96/112231, 1996
- [2] Loidl, A. et al.: Untersuchung zur Fragestellung, ob makroskopische dielektrische Gewebeeigenschaften auch auf Zellebene bzw. im subzellulären Bereich uneingeschränkte Gültigkeit besitzen, Universität Augsburg, 2006
- [3] Gabriel, C.; Gabriel, S.: Compilation of the dielectric properties of body tissues at RF and microwave frequencies, online available at: <http://niremf.ifac.cnr.it/docs/DIELECTRIC/Report.html>, 1996
- [4] Carrara, N.: An Internet resource for the calculation of the "Dielectric Properties of Body Tissues" in the frequency range 10 Hz - 100 GHz, online available at: <http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop>, 1997-2007
- [5] Agilent Technologies: Basics of Measuring the Dielectric Properties of Materials, USA, 2006.
- [6] Grehn, F.: Augenheilkunde, No. 30, Springer-V., 2008
- [7] Elfrink, R. et al.: Vibration energy harvesting with aluminum nitride-based piezoelectric devices, J. Microelectromech. Syst. Vol. 19, No.9, 2009
- [8] Marzencki, M. et al.: A MEMS piezoelectric vibration energy harvesting device, Proceedings of the PowerMEMS 2005 Conference, 2005, pp. 45-48
- [9] Kaufmann, J.; Lesieutre G.: A low-order model for the design of piezoelectric energy harvesting devices, J. Intelligent Material Systems and Structures Vol. 20, No. 5, 2009, pp. 495-504